

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

(19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

(11) N° de publication : 2 783 330

(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

(21) N° d'enregistrement national : 98 11486

(51) Int Cl⁷ : G 02 B 23/26, G 02 B 26/10, A 61 B 1/04, 1/07

(12)

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

(22) Date de dépôt : 15.09.98.

(30) Priorité :

(43) Date de mise à la disposition du public de la
demande : 17.03.00 Bulletin 00/11.

(56) Liste des documents cités dans le rapport de
recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du
présent fascicule*

(60) Références à d'autres documents nationaux
apparentés :

(71) Demandeur(s) : ASSISTANCE PUBLIQUE HOPITAUX
DE PARIS — FR.

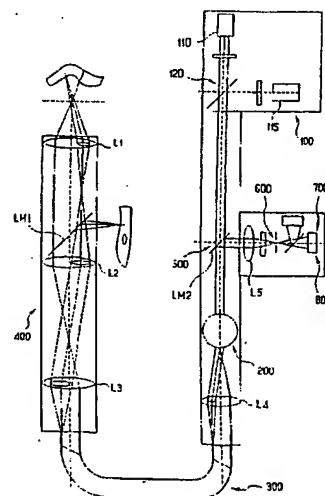
(72) Inventeur(s) : LE GARGASSON JEAN FRANCOIS,
LAMARQUE FREDERIC et CHADUC JEAN PAUL.

(73) Titulaire(s) :

(74) Mandataire(s) : REGIMBEAU.

(54) DISPOSITIF D'OBSERVATION DE L'INTERIEUR D'UN CORPS PRODUISANT UNE QUALITE D'OBSERVATION
PERFECTIONNEE.

(57) L'invention concerne un dispositif d'observation de
l'intérieur d'un corps, tel que le corps d'un être vivant, com-
prenant des moyens d'illumination (110, 115, 200, 300, 400)
de l'intérieur du corps, un moyen de présentation d'une ima-
ge (600, 700, 800), et un canal flexible (300) destiné à par-
courir une partie intérieure du corps et à acheminer une
image depuis l'intérieur du corps jusqu'au moyen de pré-
sentation (600, 700, 800), caractérisé en ce que les moyens
d'illumination (110, 115, 200, 300, 400) sont prévus pour ba-
layer automatiquement une zone du corps formant l'image
présentée.



La présente invention concerne les dispositifs d'observation de l'intérieur d'un corps comportant un canal souple de transmission d'images depuis l'intérieur du corps jusqu'à un dispositif de présentation d'images qui est extérieur au corps. Dans de tels dispositifs, la souplesse du canal est
5 mise à profit pour parcourir une partie du corps, reliant une zone à observer intérieure au corps, à un poste d'observation extérieur.

La souplesse du canal doit être suffisante pour autoriser le canal à pénétrer dans des zones du corps qui peuvent être particulièrement enchevêtrées.

10 De manière habituelle, le canal doit également être suffisamment rigide pour permettre de guider, depuis l'extérieur du corps, par action sur le canal, une extrémité d'exploration de celui-ci.

Dans de nombreux dispositifs de ce type, le canal est manipulé pour faire atteindre à une extrémité d'illumination de ce canal, adjacente au
15 corps, une zone à observer intérieure au corps qui est inaccessible directement depuis l'extérieur du corps avec des radiations photoniques.

De tels dispositifs constituent donc de manière habituelle des moyens d'exploration de parties inaccessibles à l'observation directe.

Lorsque le corps à observer est le corps d'un être vivant, de tels
20 dispositifs sont communément appelés « endoscopes ».

Les endoscopes connus sont basés sur un principe d'éclairement global d'un champ, en lumière poly- ou monochromatique. Un éclairage est transmis par une voie d'illumination, et l'information visuelle est transmise sur un autre canal.

25 Les endoscopes utilisent pour l'observation une surface sensible photographique ou une caméra CCD. Ils nécessitent par là des niveaux d'éclairement élevés.

Leur niveau de performance est essentiellement défini par la résolution optique d'un système guide d'images et par la qualité d'un
30 système optique. Ils ne permettent pas de faire des observations avec une résolution en profondeur satisfaisante et ne permettent pas non plus d'obtenir un contraste acceptable, notamment dans les milieux diffusants.

Les dispositifs conventionnels ne permettent pas d'obtenir simultanément un grand champ d'observation et un large ouverture numérique dans un espace réduit.

Dans le domaine de la microscopie, on a proposé des dispositifs
5 appelés « microscopes confocaux ». Ces dispositifs ne permettent pas de réaliser des examens endoscopiques. Les microscopes confocaux servent à différents types d'examen microscopique, comme l'observation de coupes par transillumination, ou encore l'observation anatomique directe par rétro-illumination, ou l'exploration par le truchement de colorants comme la
10 fluorescéine, le verre d'indocianine ou l'orange d'acrédine.

Avec certains appareils expérimentaux récents, les explorations fonctionnelles sont également possibles comme l'étude d'activités fonctionnelles des voies cérébrales ou l'évaluation de l'état de parois vasculaires. Cependant, l'observation de l'activité neurologique cérébrale
15 par exemple, ne peut être réalisée que sur l'animal, car il est nécessaire de faire une ablation de la calotte crânienne pour placer un microscope confocal d'observation.

Un but de la présente invention est de proposer un dispositif d'observation de l'intérieur d'un corps, tel que le corps d'un être vivant,
20 comprenant des moyens d'illumination de l'intérieur du corps, un moyen de présentation d'une image, et un canal flexible destiné à parcourir une partie intérieure du corps et à acheminer une image depuis l'intérieur du corps jusqu'au moyen de présentation, qui fournisse une image particulièrement nette d'une zone d'observation intérieure au corps (par des techniques
25 confocales ou interférométriques).

Un autre but de la présente invention est de proposer un dispositif de type endoscope fournissant une résolution en profondeur et un contraste acceptable, y compris dans des milieux à observer diffusant.

Un autre but de l'invention est de proposer un endoscope à haute
30 sensibilité photonique.

Un autre but est de proposer un dispositif autorisant une séparation spatiale et temporelle du flux parasite lié à l'éclairement de celui correspondant à la réflexion tissulaire.

Un autre but est de proposer un dispositif limitant la réflexion dans des milieux diffusants sus et sous-jacents d'un milieu tissulaire étudié.

Un autre but est de proposer un dispositif permettant d'éliminer des réflexions liées à des éléments optiques de montage.

5 L'invention vise également à proposer un dispositif permettant de réaliser une image de tissu avec un faisceau lumineux d'exploration de large ouverture en plaçant le dispositif optique au contact ou à quelques millimètres des tissus ou des surfaces à étudier.

Selon un autre but, l'invention propose un dispositif robuste à la
10 vibration éventuelle du montage et ne nécessitant pas d'entretien ni de réglage particulier.

Ces différents buts sont atteints grâce à un dispositif d'observation de l'intérieur d'un corps, tel que le corps d'un être vivant, comprenant des moyens d'illumination de l'intérieur du corps, un moyen de
15 présentation d'une image, et un canal flexible destiné à parcourir une partie intérieure du corps et à acheminer une image depuis l'intérieur du corps jusqu'au moyen de présentation, caractérisé en ce que les moyens d'illumination sont prévus pour balayer automatiquement une zone du corps formant l'image présentée.

20 D'autres caractéristiques, buts et avantages de l'invention apparaîtront à l'examen de la description détaillée ci-dessous et de dessins annexés sur lesquels :

- la figure 1 est une vue d'ensemble sous forme de blocs fonctionnels d'un mode de réalisation d'un dispositif selon l'invention ;

25 - la figure 2 est une vue plus détaillée d'un endoscope conforme au schéma de la figure 1.

Le dispositif des figures 1 et 2 comporte huit parties principales : un bloc de source lumineuse 100, un bloc de balayage 200, un module de transport d'images 300, un bloc optique avant 400, un bloc optique arrière
30 500, un bloc de filtration spatiale 600, un bloc de transformation de signal optique en signal électrique 700, un bloc électronique 800.

Le bloc source lumineuse 100 produit une lumière par l'intermédiaire d'une source laser de faible puissance 110 et par une source de lumière

visible 115. L'éclairement peut être réalisé par un faisceau laser de longueur d'onde visible ou infrarouge.

Ces deux sources ont des directions d'émission perpendiculaires l'une à l'autre, un miroir dichroïque 120 étant placé à 45° de la direction d'émission de la source de lumière visible pour dévier celle-ci selon une direction parallèle à la direction d'émission de la source laser 110. Ce miroir 120 est choisi pour n'avoir aucun effet déviateur sur les rayons émis par la source laser 110. Ces deux sources peuvent être des sources de type lampe arc xénon ou encore par des sources à incandescence.

Le choix de l'assemblage et des caractéristiques des sources utilisées dépend du type d'application. Ainsi, les courtes longueurs d'onde et les radiations infrarouges permettent-elles d'exciter respectivement la fluorescéine et le verre d'indoscianine. Les faisceaux infrarouges autorisent aussi l'observation des couches tissulaires profondes alors que les longueurs d'ondes visibles mettent bien en évidence les couches les plus superficielles.

L'intensité des différentes sources est choisie pour être compatible avec les règles de sécurité concernant la destruction des tissus biologiques, c'est à dire notamment la norme AFNOR C43-801, 1992 et la norme ANSI Z136.1, 1993.

Le dispositif source décrit ici permet le mélange des deux sources laser et visible ainsi que la réglage de la puissance du faisceau de chacune d'elles. Devant chacune de ces deux sources 110 et 115 est placé un modulateur respectif commandé par un dispositif électronique ou optique permettant de réaliser des trains d'impulsions lumineuses qui permettront une détection synchrone d'un flux réfléchi en s'affranchissant des réflexions, comme cela sera décrit par la suite. Des trains d'impulsions peuvent être générés par une commande directe des éléments d'illumination et de détection.

Dans l'exemple particulier décrit à la figure 2, on réalise une illumination tissulaire en infrarouge. Le flux d'illumination est généré par une diode à laser infrarouge émettant à une longueur d'onde située autour de 800 nm.

Plus généralement le bloc source lumineuse 100 peut être composé de une ou de plusieurs sources laser et/ou de source de lumière monochromatique incohérente et/ou polychromatique incohérente. En aval de ce bloc source lumineuse, par rapport au trajet de la lumière émise, se trouve le bloc de balayage 200 consistant en un déviateur des rayons lumineux émis par la source 100.

En aval de ce bloc de balayage est disposée une lentille L4 suivie d'un faisceau de fibres optiques 300. Le faisceau de fibre optique 300 ou guide d'images présente les extrémités de ses fibres adjacentes à la lentille L4 dans un plan parallèle à cette lentille.

Le bloc de balayage 200 est constitué d'éléments optiques qui sont dans l'exemple de réalisation particulier décrit ici des éléments optiques acousto-optiques. Selon une variante de l'invention, ces éléments peuvent être des éléments mécano-optiques.

L'ensemble formé du bloc de balayage 200 et de la lentille L4 a pour rôle de dévier le faisceau issu de la source lumineuse 100 dans des directions horizontales et verticales, afin de balayer la section d'entrée du guide d'images à fibres optiques 300. Le bloc de balayage 200 réalise donc des déviations angulaires successives du faisceau d'illumination provenant de la source 100. Ces déviations angulaires sont transformées par la lentille L4 en une déviation latérale focalisée sur la section d'entrée du guide d'images à fibres 300, produisant ainsi un éclaircissement successif des différentes fibres optiques du faisceau 300. Ainsi, à chaque fibre optique correspond un angle de déviation du faisceau d'illumination et un seul en sortie du module de balayage 200.

La transformation d'un balayage angulaire en un balayage par translation du faisceau est obtenu au moyen de la lentille L4. Ceci peut être également réalisé par un ensemble optique de type objectif de microscope. On réalise ainsi par coopération du bloc de balayage 200 et de la lentille L4 un système optique apte à former un point de focalisation dans un plan d'interface d'entrée du guide d'images 300. La lentille L4 permet de transformer le balayage angulaire du faisceau d'illumination en un balayage

en translation, afin d'attaquer les fibres optiques sous un angle constant, normal à leurs sections.

Les fibres optiques sont donc adressées au cours du temps de telle sorte qu'à un instant donné une, voire un ensemble de fibres, transportent
5 le flux d'illumination à l'autre extrémité du guide d'images à fibre optique.

Plus précisément encore, dans l'exemple de réalisation décrit ici, le faisceau émanant de la source 100, qui est collimatée, est dévié en X et Y par le bloc 200 qui est un dispositif opto-mécanique composé d'un galvanomètre asservi et d'un oscillateur résonant à 8 kHz. La lentille L4
10 présente une longueur focale de 2,8 mm.

Dans le cas d'un éclairage polychromatique, la déviation optique doit être réalisée par un système opto-mécanique. Dans le cas d'utilisation d'un faisceau laser ou d'une source incohérente monochromatique pour illumination, la déviation optique peut être également réalisée par un
15 déflecteur acousto optique bidimensionnel situé à une distance convenable pour assurer le balayage de toute la surface de l'interface d'entrée du guide d'images à fibre optique.

Si les sources utilisées sont des sources incohérentes monochromatiques, la déviation peut être obtenue grâce à un déflecteur
20 acousto-optique bidimensionnel ou à deux déflecteurs acousto-optiques monodimensionnel. Un tel dispositif présente l'avantage de ne pas comporter de pièces mécaniques en mouvement. Les déflecteurs acousto-optiques sont sensibles à la longueur d'ondes. Il conviendra donc dans de tels dispositifs de disposer d'un déflecteur pour chaque longueur d'onde
25 utilisée.

Lorsque les déviateurs utilisés sont des déviateurs mécano-optiques, la déviation horizontale peut être obtenue soit à l'aide d'un miroir résonant, soit grâce à un moteur tournant équipé d'un miroir polygonal à facettes, soit encore par un miroir galvanométrique. La déviation verticale peut être
30 obtenue grâce à un dispositif galvanométrique comportant un axe équipé d'un miroir.

Ce dispositif permet donc de former une image de la source qui est inférieure ou égale en diamètre, au diamètre de la section d'une fibre

optique, dans le plan de l'interface d'entrée du guide d'images à fibres optiques 300.

Selon une variante de l'invention, l'ensemble formé de la source, du bloc 200 et de la lentille L4 peut être remplacé par une matrice photo-
5 émissive active. Une telle matrice peut être à commande séquentielle électrique ou photonique. Le bloc source 100 peut être, dans certaines dispositions, couplé directement au guide d'images à fibres optiques (notamment dans le cas d'un laser thérapeutique).

Le guide d'images 300 est constitué d'un faisceau de fibres optiques
10 ordonnées dans le même ordre aux interfaces d'entrée et de sortie de ce faisceau. Au sein du faisceau, les fibres optiques sont ordonnées. Selon un ordre de rangement qui est identique aux deux extrémités du guide d'image.

Dans le cas décrit ici, le guide d'images est constitué par exemple
15 d'un faisceau de 10 000 fibres réparties selon un carré ayant un côté de 100 fibres. On pourra également réaliser un guide d'images ayant par exemple un carré de 800 x 600 fibres, ou plus.

Plus précisément, le guide d'images à fibres optiques est constitué
de 100 x 100 fibres optiques jointives de 4,5 μm de diamètre et de 0,35
d'ouverture numérique. Ce guide d'images à fibres optiques a ici une
20 longueur de 10 mètres. La valeur minimum recommandé de 2 mètres permet de ne pas avoir d'effet de cône d'ombre à la sortie de la fibre.

L'extrémité de la fibre optique dirigée vers le corps à observer est
disposée dans le plan focal d'une lentille L3, appartenant au bloc optique
avant 400.

25 Le bloc optique avant 400 comprend l'extrémité de sortie du guide d'images à fibres optiques 300, puis, le long d'un parcours de la lumière se propagent vers le corps à observer, successivement une première lentille L3, une seconde lentille L2, une lame LM1 et une lentille L1.

L'extrémité de sortie du guide d'images est montée sur le bloc
30 optique 400, le bloc étant de préférence mobile par rapport à cette interface de sortie des guides.

Comme on l'a décrit précédemment, le balayage optique du faisceau de fibres par le bloc 200 a pour effet d'illuminer successivement chacune

des fibres optiques du faisceau 300. La sortie de chaque fibre va donc former une source lumineuse secondaire à un instant donné, et cette source lumineuse se déplace linéairement d'une fibre à l'autre.

Cette source lumineuse secondaire se trouvant dans le plan focal de la lentille L3, ce déplacement transversal de la source lumineuse secondaire est transformé en une déviation angulaire par la lentille L3. La lentille L2 et la lentille L3 présentent un foyer en commun situé entre ces deux lentilles, de sorte que la déviation angulaire en sortie de la lentille L3 est transformée à nouveau par la lentille L2 en une déviation transversale, le faisceau présentant un axe principal faisant un angle connu par rapport à la direction principale du bloc optique 400.

La lentille L1 dévie alors ce faisceau en un faisceau focalisé sur un point du plan conjugué au plan focal de la lentille L2. La lentille L1 focalise le faisceau dans un plan conjugué de l'image rétinienne formée par l'ensemble comprenant le guide d'image 300 et les lentilles L2 et L3. Ce point de concentration ou confocal du faisceau de sortie parcourt un plan d'illumination du corps à observer lorsque les fibres successives du faisceau sont illuminées.

Dans l'exemple particulier de réalisation décrit ici, la lentille L3 présente une distance focale de 2,8 mm. Elle collimate le faisceau de sortie de la fibre et transforme le balayage en translation de fibre à fibre en un balayage angulaire du faisceau d'illumination, dont le centre de rotation est situé au plan focal du système afocal L2-L3. Les longueurs focales calculées pour L3 et L2 permettent de balayer un champ tissulaire à observer de $10^\circ \times 10^\circ$ par une tâche d'illumination de l'ordre de $2 \mu\text{m}$. La mise au point du plan d'observation dans le plan tissulaire que l'on désire observer est obtenue en déplaçant l'extrémité de la fibre optique par rapport à la lentille L3.

Les déplacements du dispositif constitué par les trois lentilles L1, L2 et L3, ou de certaines lentilles particulières de ce dispositif, permettent plus généralement de faire varier la position du plan d'illumination confocal du tissu. L'ouverture de la fibre optique, et les longueurs focales respectives des lentilles du bloc optique 400, conditionnent l'ouverture du faisceau

d'illumination et la valeur du champ tissulaire exploré. Le bloc 400 est donc mobile et interchangeable par rapport au système de transport d'images.

Entre les lentilles L1 et L2 est disposée une lame LM1 qui est interchangeable. Cette lame LM1 est une lame de renvoi disposée à 45°,
5 réfléchissant une série de longueurs d'ondes latéralement au bloc 400 et permettant à un observateur placé latéralement de voir dans l'axe du bloc optique où imageur, et ainsi d'observer des coupes de tissus latéralement.

On choisit préférentiellement une lame LM1 sensible au chromatisme et pouvant être changée en fonction de l'usage et des longueurs d'ondes
10 utilisées pour une telle visualisation latérale.

Une telle visualisation latérale permet d'obtenir une vue axiale de repérage et permet en outre la réalisation d'observations microscopiques confocales latérales.

Dans un dispositif le plus avantageux, la lame LM1 réfléchit les
15 infrarouges et une longueur d'onde visible, à 45°, et laisse passer le reste du spectre selon l'axe du bloc 400, en direction du guide d'images. Cette lame séparatrice LM1 permet à l'observateur de voir dans l'axe en champ large, avec une faible résolution et par exemple de disposer le module confocal avant 400 perpendiculairement à l'axe du guide d'images 300.

20 La lame LM1 est préférentiellement traitée pour les longueurs d'ondes utilisées pour les deux fonctions que sont une visualisation grossière et une microscopie confocale.

La lame LM1 réfléchit à 45° les infrarouges (830 nm, 800 nm) et une ou plusieurs longueurs d'ondes visibles (par exemple les longueurs d'ondes
25 de 680 nm, 514 nm, 477 nm). Cette lame LM1 laisse passer les autres longueurs d'ondes. La lame LM1 permet donc d'observer des images latéralement avec un petit champ et une grande résolution.

Ainsi, dans ce dispositif, l'un des dispositifs de présentation d'images est apte à fournir une vue d'une zone générale et l'autre à fournir
30 une vue microscopique confocale d'une zone plus restreinte comprise dans la zone générale.

Les deux dispositifs de présentation d'images sont de plus aptes à fournir respectivement une image microscopique et une image macroscopique.

Le montage décrit précédemment autorise donc une mise au point
5 dans différents plans de tissus observés. Une telle mise au point de la position du plan d'illumination et d'observation, c'est à dire du plan d'observation confocale des tissus est obtenue soit en déplaçant l'interface de sortie du guide d'images à fibres optiques 300, c'est à dire l'interface situé du côté des tissus, par rapport au bloc optique 400 qui dans ce cas
10 reste fixe et est situé devant le tissu, soit en déplaçant l'ensemble du système optique par rapport aux tissus.

Dans ce deuxième cas, une exploration tomographique peut être effectuée sans modification, d'une part du champ de tissus exploré, et sans modification d'autre part de l'ouverture numérique. De tels déplacements
15 indépendants du diamètre de l'interface de sortie du guide d'images, c'est à dire de l'élément filtrant comme il sera décrit ci-après, permettent de choisir indépendamment la position du corps observé et l'épaisseur de la coupe de tissus observée.

La partie optique située à l'extrémité du guide d'images du côté des
20 tissus observés réalise donc une illumination de micro-surfaces de tissus. Le flux réfléchi par cette petite surface de tissu éclairée durant un bref instant emprunte le chemin inverse de celui de l'illumination. Ainsi, les rayons réfléchis et rétrodiffusés par la micro surface éclairée traversent successivement la lentille L1, la lame LM1, la lentille L2, la lentille L3, la
25 fibre optique du faisceau qui est éclairée pendant ce bref instant, puis ce faisceau d'observation repasse par le dispositif de balayage mécano-optique 200, au niveau duquel il est stabilisé.

Le faisceau d'observation arrive alors sur une lame LM2 disposée à
30 45° sur le trajet du faisceau mélangé d'illumination et d'observation entre le déviateur 200 et la source 100. Cette lame LM2 est choisie pour laisser passer le flux d'illumination allant de la source 100 vers les fibres optiques et pour réfléchir à 90° les rayons d'observation provenant des fibres optiques.

La lame LM2 est donc destinée à assurer la séparation entre les faisceaux d'illumination et la lumière rétrodiffusée par les tissus étudiés. Selon une disposition avantageuse de l'invention, la lame LM2 est une lame séparatrice dont les caractéristiques varient en fonction de la longueur d'onde. De même que pour la lame LM1 précédemment décrite, la lame LM2 peut être remplacée par un prisme ou un cube apte à séparer les rayons ayant des sens de propagation opposés.

Le dispositif de séparation des voies d'illumination et de détection le plus simple est constitué par cette lame LM2 favorisant le flux issu des tissus. Tout autre dispositif susceptible de séparer le flux d'illumination du flux rétro diffusé par le tissu pourra être utilisé pour remplacer cette lame LM2. Ainsi, des filtres interférentiels peuvent être interposés sur la voie de détection dans le cas d'une image de fluorescence. On peut également utiliser une séparation à l'aide d'un dispositif séparateur de polarisation en utilisant une source d'illumination polarisée. Ce dispositif sera intéressant pour étudier l'autofluorescence des tissus ou la fluorescence provenant d'un colorant circulant et/ou fixé dans les tissus excités par une lumière d'illumination dont la longueur d'ondes est convenablement choisie.

Le flux d'observation est alors focalisé par une lentille L5 sur un filtre spatial sélectif 600. Derrière le filtre spatial sélectif 600, des éléments photosensibles 700 reçoivent ce flux après passage par le filtre spatial 600 qui est ici un trou de filtration spatiale. Chaque micro-surface tissulaire illuminée est ainsi conjuguée avec l'élément de filtration spatiale, par l'intermédiaire du système optique formé par les lentilles L1, L2, L3, L4 et L5. Chaque micro-surface de tissu éclairée est ainsi imagée.

Le dispositif de filtration 600 est ici constitué d'un trou de filtration spatiale. Il est destiné à éliminer les lumières parasites issues des fibres latérales à la fibre d'illumination. Le diamètre de ce trou de filtration spatiale est fixé par les caractéristiques de l'optique et le diamètre de fibres du guide d'images. Le diamètre est déterminé de façon à ce que la lumière issue de la fibre d'illumination et de réception soit la seule analysée. Cette pupille de filtration est, comme on l'a décrit précédemment, disposée dans le plan conjugué ou confocal des tissus.

Ainsi, le dispositif de filtration spatiale est situé dans un plan image conjugué à l'extrémité du guide de fibres optiques adjacente au séparateur LM2. Ce dispositif de filtration participe donc à l'élimination des reflets parasites et il est conjugué de l'extrémité de la fibre qui est située du côté
5 du détecteur. Ce filtre permet de sélectionner uniquement la fibre éclairée à un instant considéré. Ce filtre est disposé dans le plan conjugué des tissus, devant le détecteur destiné à les imager.

Le capteur 700 est ici un capteur photosensible de type photomultiplicateur. Ce capteur peut également être une photo diode à
10 avalanches ou tout autre moyen de détection permettant une mesure de flux lumineux. Ce bloc de réception opto-électronique peut être également constitué d'un ou plusieurs capteurs, amplifiés, ou refroidis, qui permettent de fournir une image électronique.

Un éventuel dispositif de filtration chromatique peut permettre de
15 disposer plusieurs photodétecteurs qui réalisent en parallèle les images des tissus formés par les diverses longueurs d'ondes d'illumination. Pour chaque point du photodétecteur le nombre de niveaux dénombrables dépend du rapport entre le flux maximum parvenant au détecteur et le flux parasite.

20 En arrière du photodétecteur 700 est disposé un bloc électronique 800 permettant de traiter le signal recueilli et de délivrer un signal électrique susceptible de commander un émetteur de visualisation et/ou un magnétoscope et/ou d'être traité dans un micro-ordinateur. Cette structure
10 permet de donner une image dimensionnelle d'une coupe
25 optique de tissus.

Par numérisation des coupes à différentes profondeurs, il est possible de reconstituer une image tridimensionnelle des tissus ou de la surface industrielle étudiée.

Ainsi, le photodétecteur 700 et le dispositif 800 ainsi qu'un moniteur
30 de visualisation constituent un ensemble de présentation d'une image de l'intérieur du corps dans lequel le photodétecteur 700 constitue donc un bloc de réception opto-électronique permettant de transformer un signal optique en un signal électrique.

On comprend donc qu'avec le dispositif qui vient d'être décrit, la surface éclairée correspond à un point de l'image observée. Le déplacement de cette micro-surface d'illumination est assuré par un adressage optique successif des fibres optiques du faisceau 300. C'est la
5 juxtaposition de ces différentes mesures de flux qui permet de reconstituer l'image.

Pour cela, le dispositif comporte des moyens aptes à enregistrer des informations lumineuses provenant des parties éclairées du corps au cours du balayage et aptes à enregistrer avec ces informations lumineuses des
10 informations sur la position de la partie éclairée dans la zone balayée, pour reconstituer une image à partir de ces deux groupes d'informations.

Le dispositif qui vient d'être décrit comporte un filtre spatial sélectif 600. Toutefois, au sein d'un tel dispositif, un élément principal de filtration est fourni par une filtration confocale assurée par l'extrémité tissulaire du
15 guide d'images à fibres optiques 300. En effet, une pupille de filtration est constituée par l'extrémité de chaque fibre du guide d'images 300 qui est situé du côté des tissus à étudier. Une filtration confocale est donc assurée par l'extrémité de la fibre du guide qui est illuminé à l'instant t . Un tel dispositif peut être appelé « dispositif de filtration confocale ou conjuguée ».
20 Le diamètre réduit de cette pupille de filtration lié au diamètre de la fibre, permet d'éliminer les reflets parasites. Il autorise, ainsi à réaliser des explorations tomographiques des milieux tissulaires particulièrement précises.

Ainsi, au sein du dispositif de la figure 2, le dispositif principal de
25 filtration confocale est assuré par l'extrémité tissulaire du guide d'images à fibres optiques.

Pour améliorer encore le filtrage et ainsi la détection de très faibles flux (de l'ordre du nW) issu des tissus, on s'affranchit des réflexions issues des deux extrémités du guide d'images à fibre optique. Pour ce faire, à
30 l'extrémité située du côté tissulaire, les fibres sont clivées ou polies de façon à présenter avec le plan perpendiculaire à l'axe de la fibre un angle suffisant pour permettre de s'affranchir de la réflexion qui est alors en mode dit « à fuites ».

Plus généralement on veille à réaliser l'extrémité des fibres côté corps selon un plan d'extrémité qui ne soit pas perpendiculaire à un axe de sortie de la fibre à cette extrémité. Un tel plan peut être réalisé par clivage ou par polissage.

- 5 En outre, à l'extrémité située vers l'injection du flux d'illumination, une stimulation par train d'impulsions lumineuses est utilisée pour la stimulation lumineuse de la source 100.

- 10 L'invention décrite ici utilise un dispositif de balayage opto-mécanique permettant d'adresser successivement les différentes fibres constituant le guide d'images de l'endoscope. Cet adressage successif des différentes fibres autorise une filtration spatiale confocale des images obtenues, procurant une résolution en profondeur de type microscopique confocal.

- 15 Le dispositif étant confocal, en d'autres termes le point illuminé étant le conjugué optique de la source et d'un détecteur, il récupère les rayons réfléchis et rétrodiffusés par le point momentanément illuminé en discriminant ces rayons des autres rayons provenant de la diffusion dans les tissus environnant ce point.

- 20 L'ensemble formé par le module 400, le guide d'images 300 et le déviateur 200 présente donc une entrée de réception optique formée par la lentille L1, et est adapté pour ne transmettre jusqu'aux moyens de présentation d'image que les rayons de retour arrivant sur la lentille directement depuis le point de concentration de lumière.

- 25 Cette filtration est obtenue ici par le fait que les moyens optiques conjuguent optiquement le point illuminé à un capteur photométrique, mais on peut dans le cadre de l'invention utiliser un autre moyen pour réaliser une tel filtrage.

- 30 En permettant de plus de choisir le plan d'observation dans un milieu diffusant, c'est à dire le plan dont on extrait les signaux, il permet de réaliser un image en trois dimensions d'un partie du corps à observer.

Dans le mode de réalisation décrit ici, une commande de l'élément émissif 100, est adoptée. Selon une variante, l'invention prévoit l'interposition d'une porte optique de type modulaire acousto-optique ou

électro-optique ou une commande directe des éléments d'illumination et de détection.

Les moyens d'illumination comprennent en effet une source fournissant des trains d'impulsions lumineuses, et les moyens de
5 présentation d'images comprennent des moyens de détection des rayons provenant du corps, aptes à sélectionner temporellement ces rayons de manière temporellement adaptée à l'émission des impulsions lumineuses.

Grâce à une telle stimulation par train d'impulsions lumineuses, le flux réfléchi est analysé de façon synchrone en tenant compte du temps de
10 transit le long de la voie optique, c'est à dire pour le trajet aller-retour dans les blocs optiques, guides d'images et tissus.

Ainsi, les signaux réfléchis arrivant au photodétecteur 700 sensiblement simultanément à l'émission d'un éclairage par la source 100 sont analysés en rapport avec cette émission. La commande de délai
15 entre l'émission et la réception est assurée par un dispositif électronique de commande. Les délais de la durée des impulsions d'illumination sont correctement calculés et ajustés pour chaque longueur de guides d'images et de chaque type de dispositif optique. Des flux résiduels éventuels issus des portes optiques imparfaites sont éliminés par un dispositif de
20 polarisation entre l'émission et la réception.

Ainsi, dans la variante précédemment citée, un dispositif de porte optique et/ou électronique commandé par le dispositif de commande 800 permet de réaliser la détection synchrone du flux réfléchi. Ainsi des rayons réfléchis parasites ne sont pas traités. Le dispositif de commande 800
25 comporte préférentiellement un bloc permettant de générer la séquence de tous les événements et de traiter tous les signaux issus de capteurs et éventuellement de différents éléments de modulation du flux d'illumination ou émanant des éléments de commande de l'amplification de réception.

Ce dispositif horloge commande les portes de détection synchrones
30 de façon à tenir compte du balayage des différentes fibres et du temps de transit optique entre les sources et les analyseurs de flux.

On prévoit également selon l'invention d'adopter un dispositif d'hétérodynage optique ou interférométrique.

L'ensemble des dispositifs décrits ci-dessus permet de réaliser des flux réfléchis qui sont de l'ordre de $1/10^6$ du flux parasite issu des différentes surfaces de l'architecture optique.

Dans une disposition particulière de l'appareil et lorsque les flux réfléchis sont inférieurs au nW, une branche optique à fibres munie d'un miroir à distance réglable permet de réaliser une amplification optique hétérodyne basée sur les principes de l'interférométrie.

Le dispositif décrit ci-dessus permet le repérage des tissus sous un angle de $20^\circ \times 20^\circ$ et la visualisation de coupes optiques microscopiques confocales sous un angle de 10° . Parallèlement à cette coupe optique microscopique confocale, l'explorateur a une vue axiale large champ lui permettant de se repérer.

L'exploration large champ se fait au moyen de lentilles L3, L1 et L5 suivant les règles de l'art pour fournir une image de l'ordre de 2 à 3 cm dans le plan image de la lentille L5. C'est la lentille L5 qui focalise le flux sur le détecteur. Cette exploration représente de l'ordre de 40° de champ. L'image totale formée est renouvelée 25 fois/seconde pour 100×100 points résolus. On utilise donc ici une technique dite du point volant appelée « flying spot ».

Dans une image tissulaire de 100×100 points couvrant un champ de $400 \mu\text{m}$, la résolution est de $4 \mu\text{m}$.

Le fait d'utiliser la même fibre optique pour l'illumination et l'observation présente de nombreux avantages.

Ainsi, le fait, contrairement aux dispositifs connus, de ne pas utiliser la règle de séparation des pupilles d'illumination et d'observation, permet d'utiliser une pupille optique permettant une ouverture numérique importante. Un tel montage autorise donc une très bonne résolution d'image, celle-ci étant conditionnée uniquement par la qualité du guide utilisé. Cette qualité de guide dépend de ses caractéristiques propres et notamment des diamètres des fibres utilisées.

L'utilisation d'une même fibre optique pour réaliser l'illumination des tissus et l'analyse du flux réfléchi permet la conjugaison entre le point source et le point de filtration spatiale du flux réfléchi, qui est toujours assuré sans nécessiter de réglage puisque le point source, ou point illuminé

ainsi que le point de filtration spatiale, ou point observé sont dépendants du même élément optique, c'est à dire notamment des mêmes lentilles de sortie mais surtout de la même fibre optique.

D'une manière plus générale, l'utilisation de fibres optiques permet
5 de disposer à distance le dispositif d'illumination 100 et de balayage 200 et le dispositif de détection 600, 700, 800 tout en conservant un mode d'analyse point par point de type point volant ou « flying spot ».

Le fait d'utiliser des fibres optiques permet d'obtenir l'indépendance entre le champ observé, l'ouverture numérique et la position axiale en Z du
10 plan d'observation, c'est à dire la position axiale en profondeur.

Le dispositif de modulation du faisceau d'illumination, le dispositif de réflexion et de balayage des fibres permettant une détection synchrone peuvent également être situés à distance. L'électronique de commande et les différents composants optiques encombrants sont également éloignés
15 des tissus observés. De plus, la partie située devant le tissu à observer est de volume très réduit (quelques mm³ à quelques cm³).

Un intérêt d'utilisation d'un guide d'images à fibres optiques est donc de pouvoir déporter les sources, les déflecteurs effectuant le balayage bidimensionnel du champ d'illumination et d'observation.. Cette disposition
20 conditionne la miniaturisation et l'utilisation des dispositifs situés devant les tissus dans toutes les positions.

Le fait de conserver le même système de guides d'images, quelque soit le champ à observer permet de conserver les caractéristiques de mise au point du plan d'observation.

25 Une des caractéristiques de l'invention décrite dans ce dispositif consiste à observer des images simultanément dans l'axe avec un grand champ et latéralement avec un petit champ et une grande résolution. Tandis qu'une des longueurs d'onde est utilisée pour l'observation axiale, l'autre est utilisée pour la coupe microscopique confocale. Il est donc possible de
30 visualiser simultanément l'image axiale et la coupe optique confocale sur deux écrans différents.

Deux dispositifs optiques sont donc combinés afin de permettre une image axiale macroscopique et une image latérale microscopique.

L'un des intérêts de l'invention est l'emploi de fibres optiques dont le choix de matériaux et de leur usinage, contribue à définir l'ouverture numérique, alors que le champ d'observation est fixé par la focale des lentilles situées devant les tissus.

- 5 Le changement de l'ouverture numérique de la fibre et/ou du diamètre de limitation du faisceau d'illumination permet de modifier l'ouverture du système optique et donc de changer la résolution spatiale. Par ailleurs, le changement de diamètre des fibres permet de modifier l'épaisseur de la coupe optique sans réserve de conserver le même
10 grossissement.

Ainsi, on vient de décrire un dispositif permettant d'obtenir des performances au moins identiques aux dispositifs conventionnels avec un encombrement beaucoup plus réduit, car le même contingent du guide d'images est utilisé pour l'illumination et l'analyse de la réflexion tissulaire.

- 15 Bien entendu, l'invention ne se limite pas au seul exemple qui vient d'être décrit. Ainsi, dans l'exemple décrit, un déplacement de l'interface de sortie du guide d'images à fibres optiques permet de choisir le plan d'observation sans perte de résolution.

- Selon une variante de l'invention, le guide d'images peut être rendu
20 solidaire d'un dispositif électromagnétique et/ou piézoélectrique qui se déplace faisant varier la distance entre le point focal image de la source d'illumination et du dispositif d'observation.

- Dans le cas présenté ici, la surface de l'interface de sortie du guide d'images à fibres optiques est égale au champ d'observation du tissu
25 observé, au grossissement optique près d'un système optique placé entre l'interface de sortie du guide d'images à fibres optiques et le tissu.

- Selon une variante de l'invention de type miniaturisée, le trajet optique nécessaire est obtenu par repliement du faisceau. Les pertes induites sont alors compensées par une augmentation de la puissance de la
30 source en se limitant aux valeurs des normes AFNOR et ANSI.

De même, l'exemple de réalisation de l'invention précédemment décrite a été présenté comme destiné à observer un tissu biologique. Grâce à un dispositif selon l'invention, toute autre surface peut être étudiée,

notamment en milieu industriel, en temps réel. L'invention concerne donc à la fois l'exploration de dispositifs manufacturés et celle d'organismes vivants, ou encore l'exploration de l'intérieur de corps minéraux.

5 L'invention ne se limite pas à des applications en médecine et en biologie mais s'adresse également à tout type d'étude, notamment en milieu industriel, par exemple le contrôle de canalisations ou de turbines en milieu polluant et/ou inaccessible à l'observation directe, et plus généralement hostile à l'homme, et plus généralement l'observation de toute autre surface.

10 Selon une variante de l'invention, un opérateur peut également accéder aux tissus avec un autre instrument optique tel qu'un laser de photo-coagulation en empruntant le guide d'images 300.

15 Selon une disposition avantageuse de l'invention, les matériaux utilisés destinés à être en contact avec les tissus sont choisis de manière à ne pas perturber les champs magnétiques, afin de pouvoir effectuer des observations conjointes et simultanées, endoscopiques et par imagerie par résonance magnétique nucléaire.

20 En effet, ce dispositif permet une observation à distance des tissus, la longueur de plusieurs mètres du guide d'images permettant de faire une imagerie endoscopique microscopique confocale, tout en effectuant conjointement une exploration par résonance magnétique nucléaire.

REVENDEICATIONS

1. Dispositif d'observation de l'intérieur d'un corps, comprenant
5 des moyens d'illumination (110, 115, 200, 300, 400) de l'intérieur du corps,
un moyen de présentation d'une image (600, 700, 800), et un canal flexible
(300) destiné à parcourir une partie intérieure du corps et à acheminer une
image depuis l'intérieur du corps jusqu'au moyen de présentation (600, 700,
800), caractérisé en ce que les moyens d'illumination (110, 115, 200, 300,
10 400) sont prévus pour balayer automatiquement une zone du corps formant
l'image présentée.

2. Dispositif selon la revendication précédente, caractérisé en ce
que les moyens d'illumination (110, 115, 200, 300, 400) sont prévus pour
produire dans la zone du corps balayée un point de concentration des
15 rayons lumineux d'éclairement.

3. Dispositif selon la revendication 2, caractérisé en ce qu'il
comporte des moyens (L1,L2,L3,300,200) ayant une entrée de réception
optique (L1), ces moyens étant aptes à transmettre aux moyens de
présentation d'image (600,700,800) les seuls signaux obtenus à partir de
20 rayons lumineux directs entre le point de concentration et l'entrée de
réception optique (L1).

4. Dispositif selon la revendication précédente, caractérisé en ce
que les moyens (L1,L2,L3,300,200) munis d'un entrée de réception optique
(L1) conjuguent optiquement le point de concentration des rayons lumineux
25 à un capteur photométrique (700,800).

5. Dispositif selon l'une des revendications précédentes,
caractérisé en ce que le canal flexible (300) comporte au moins une fibre
optique (300).

6. Dispositif selon la revendication précédente, caractérisé en ce
30 qu'il présente un module optique (400) d'arrivée disposé à l'extrémité coté
corps d'une fibre optique d'éclairement, apte à concentrer un faisceau
lumineux sortant de la fibre en un point focal situé dans la zone du corps à
observer.

7. Dispositif selon l'une des revendications précédentes en combinaison avec la revendication 5, caractérisé en ce qu'il comporte un module optique de retour (400) apte à diriger les rayons lumineux provenant de la partie illuminée de la zone en cours de balayage jusqu'à une entrée
5 d'une fibre optique de retour vers le moyen de présentation d'image (600, 700, 800).

8. Dispositif selon les revendications 6 et 7 en combinaison, caractérisé en ce que le module optique de retour (400) est prévu pour diriger les rayons lumineux provenant de la partie illuminée de la zone sur
10 l'extrémité coté corps de la fibre d'éclairement de sorte que la fibre de retour et la fibre d'éclairement sont une même fibre.

9. Dispositif selon la revendication précédente, caractérisé en ce que le module optique d'arrivée (400) et le module optique de retour (400) sont formés par un même module (400), le faisceau d'éclairement et le
15 faisceau de retour ayant même trajet au sein de ce module (400).

10. Dispositif selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que le canal flexible (300) comprend un faisceau de fibres optiques, et en ce que les moyens d'illumination comprennent des moyens (200) pour éclairer sélectivement des fibres du faisceau de fibres (300) et
20 pour changer automatiquement la sélection de fibres éclairées de manière à balayer le faisceau de fibres.

11. Dispositif selon la revendication 10 en combinaison avec la revendication 6, 8 ou 9, caractérisé en ce que le module optique d'arrivée (400) est prévu pour faire correspondre aux différentes fibres du faisceau
25 (300) des positions différentes du point focal, selon une relation telle que le point de concentration effectue un balayage de la zone à observer lorsque les fibres sont balayées par le dispositif d'illumination (100, 200).

12. Dispositif selon la revendication 10 en combinaison avec la revendication 6, 8, 9 ou 11, caractérisé en ce que le module optique (400)
30 d'arrivée est prévu pour transformer une déviation du faisceau lumineux transversale à un axe principal de sortie du faisceau de fibres en un décalage transversal du point de concentration dans la zone du corps à observer.

13. Dispositif selon l'une des revendications 10 à 12, caractérisé en ce que les moyens pour éclairer sélectivement (200) des fibres sont prévus pour éclairer une fibre à la fois.

5 14. Dispositif selon l'une des revendications 10 à 13, caractérisé en ce que les moyens (200) pour éclairer sélectivement des fibres du faisceau comprennent un moyen pour dévier angulairement un faisceau d'éclairement et une lentille (400) placée de manière à transformer la déviation angulaire du faisceau en une déviation transversale à un axe principal d'entrée du faisceau de fibres (300).

10 15. Dispositif selon la revendication 9, caractérisé en ce que le module optique (400) est mobile par rapport au faisceau de fibres (300).

16. Dispositif selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il comporte des moyens (LM1, LM2) pour séparer des rayons lumineux se propageant vers le corps et des rayons lumineux
15 d'observation provenant du corps.

17. Dispositif selon la revendication précédente, caractérisé en ce que les moyens de séparation (LM1, LM2) sont constitués par une lame sélective.

20 18. Dispositif selon l'une des revendications 16 ou 17, caractérisé en ce que les moyens de séparation (LM1, LM2) sont situés du côté des fibres qui est adjacent aux moyens de présentation d'une image.

19. Dispositif selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il comporte un dispositif de déviation (200) des rayons lumineux se propageant vers le corps, qui constitue également un dispositif
25 de suppression de déviation (200) pour des rayons lumineux provenant du corps.

20. Dispositif selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens (800) aptes à enregistrer des informations lumineuses provenant des parties éclairées du corps au cours
30 du balayage et aptes à enregistrer avec ces informations lumineuses des informations sur la position de la partie éclairée dans la zone balayée, pour reconstituer une image à partir de ces deux groupes d'informations.

21. Dispositif selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il comporte deux dispositifs de présentation d'images.

22. Dispositif selon la revendication précédente, caractérisé en ce que l'un des deux dispositifs de présentation d'images est disposé, par
5 rapport au canal (300), du côté adjacent au corps.

23. Dispositif selon la revendication précédente, caractérisé en ce que le dispositif de présentation d'images situé du côté du corps comporte une lame déviant sélectivement (LM1) les rayons lumineux.

24. Dispositif selon l'une des revendications 21 à 23, caractérisé
10 en ce que l'un des dispositifs de présentation d'images fournit une vue d'une zone générale et l'autre fournit une vue microscopique confocale d'une zone plus restreinte comprise dans la zone générale.

25. Dispositif selon l'une des revendications 21 à 24, caractérisé en ce que les deux dispositifs de présentation d'images fournissent
15 respectivement une image microscopique et une image macroscopique.

26. Dispositif selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que les moyens d'illumination comprennent une source (100) fournissant des trains d'impulsions lumineuses, et en ce que les moyens de présentation (600, 700, 800) d'images comprennent des
20 moyens de détection des rayons provenant du corps, aptes à sélectionner temporellement ces rayons de manière temporellement adaptée à l'émission des impulsions lumineuses.

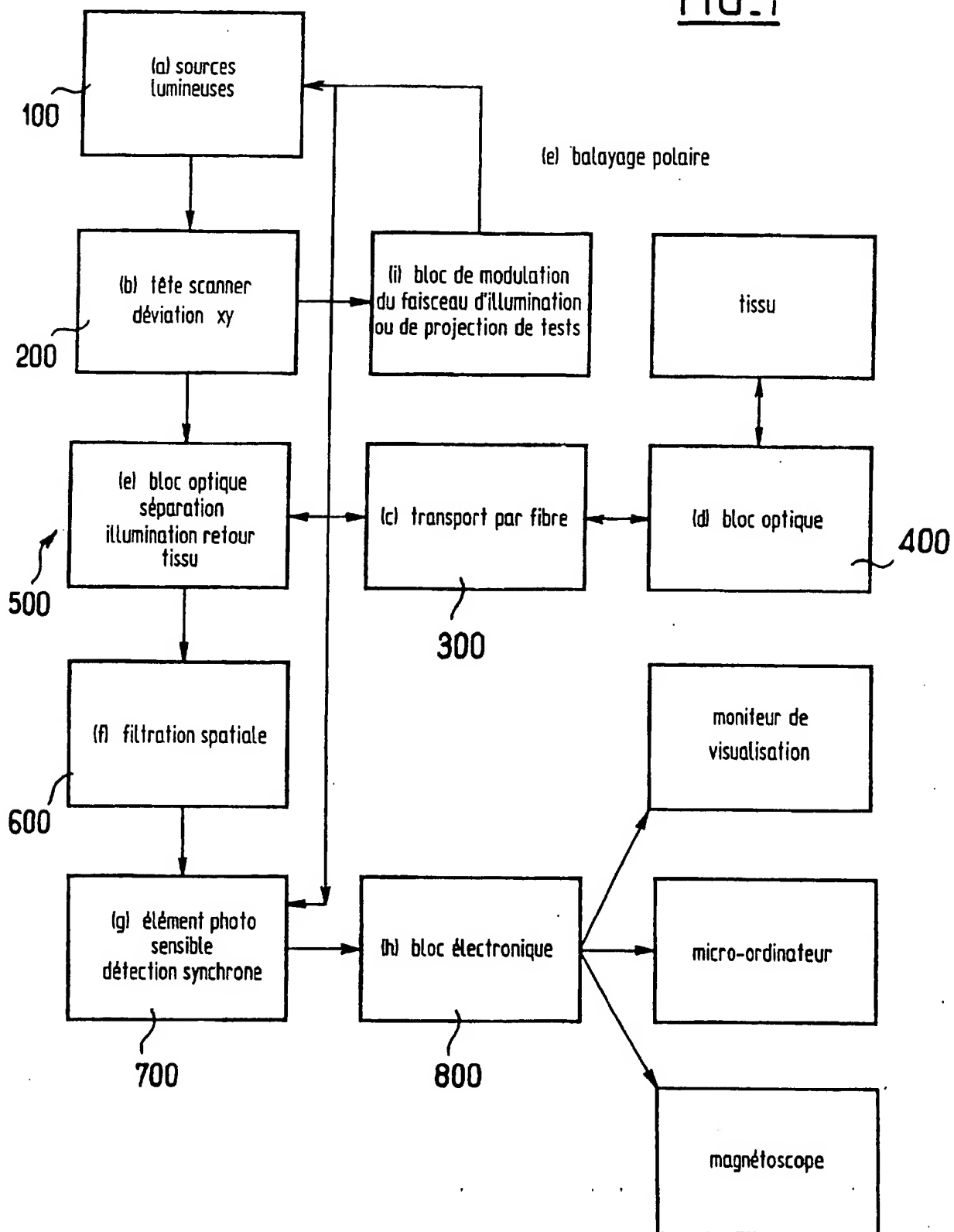
27. Dispositif selon la revendication précédente, caractérisé en ce que les moyens d'émission et les moyens de détection (600, 700, 800)
25 sont décalés temporellement de manière à prendre en compte une durée de trajet des rayons lumineux depuis les moyens d'illumination jusqu'aux moyens de détection.

28. Dispositif selon l'une des revendications précédentes en combinaison avec la revendication 5, caractérisé en ce que l'extrémité côté
30 corps d'au moins une fibre optique forme un plan non perpendiculaire à l'axe de sortie de la fibre.

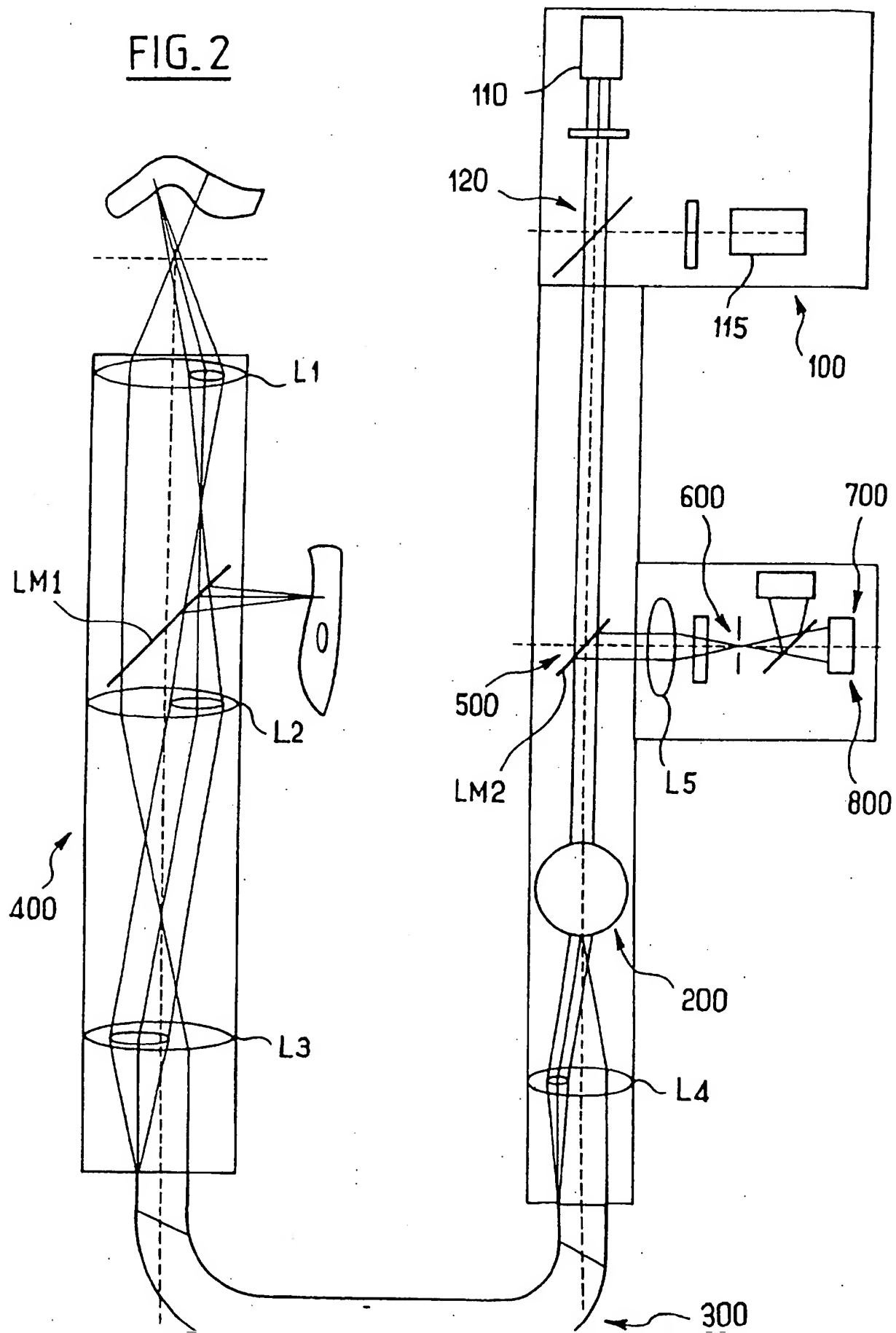
29. Dispositif selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il est adapté pour l'observation de l'intérieur du corps d'un être vivant .

30. Dispositif selon l'une des revendications précédentes,
5 caractérisé en ce qu'il est adapté pour l'observation de l'intérieur d'un dispositif manufacturé.

1 / 2

FIG.1

2 / 2

FIG. 2

2783330

REPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
de la
PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

**RAPPORT DE RECHERCHE
PRELIMINAIRE**

établi sur la base des dernières revendications
déposées avant le commencement de la recherche

N° d'enregistrement
national

FA 561834
FR 9811486

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		Revendications concernées de la demande examinée
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	
X	US 5 074 642 A (HICKS JOHN W) 24 décembre 1991 * abrégé * * colonne 2, ligne 22 - ligne 35 * ---	1-11
X	US 5 103 497 A (HICKS JOHN W) 7 avril 1992 * abrégé * * colonne 1, ligne 58 - colonne 2, ligne 34 * ---	1-11
X	US 5 280 378 A (LOMBARDO IGINO) 18 janvier 1994 * abrégé * * colonne 7, ligne 15 - ligne 56 * ---	1-17,20
X	US 5 425 123 A (HICKS JOHN W) 13 juin 1995 * abrégé; figures 1,3 * * colonne 2, ligne 10 - ligne 32 * ---	1-17,20
X	DE 42 07 092 A (SCHOTT GLASWERKE) 16 septembre 1993 * abrégé; figures 1,10 * ---	1
A	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 011, no. 103 (P-562), 2 avril 1987 & JP 61 251819 A (OLYMPUS OPTICAL CO LTD), 8 novembre 1986 * abrégé * ---	1-17
A	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 016, no. 221 (E-1205), 22 mai 1992 & JP 04 038092 A (TOSHIBA CORP;OTHERS: 01), 7 février 1992 * abrégé * -----	1
Date d'achèvement de la recherche		Examineur
2 juin 1999		Jakober, F
<p>CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES</p> <p>X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : pertinent à l'encontre d'au moins une revendication ou arrière-plan technologique général O : divulgation non-écrite P : document intercalaire</p> <p>T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons ----- & : membre de la même famille, document correspondant</p>		

2

EPO FORM 1503 03.82 (P04C13)